



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **11169361 A**(43) Date of publication of application: **29 . 06 . 99**

(51) Int. Cl. **A61B 5/14**
A61B 5/00

(21) Application number: **09338452**(22) Date of filing: **09 . 12 . 97**(71) Applicant: **HITACHI LTD**(72) Inventor: **YAMASHITA YUICHI**
MAKI ATSUSHI(54) **BIOLOGICAL PHOTOMETER**

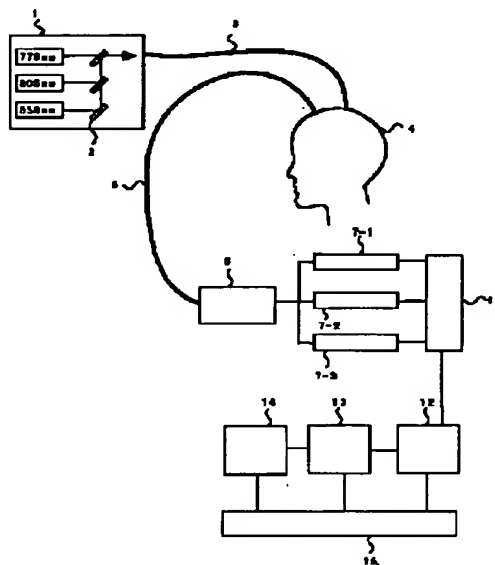
(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To achieve a wider dynamic range by a method wherein the intensity of light radiated from a light source part to be irradiated to a subject undergoes a modulation processing at an optional frequency and the light passing through the subject is converted to an electrical signal which passes through a frequency filter and is amplified to perform a phase detection.

SOLUTION: A light source part 1 is provided with three semiconductor lasers each adapted to radiate light with three wavelengths differing from each other and the individual semiconductor lasers undergo an intensity modulation according to different frequencies. After overlapped by a halfmirror, the light radiated is made to irradiate a subject via an optical fiber 3. The light passing through the subject 4 is detected by a detector 6 and a light signal thereof is converted to an electrical signal to be distributed to three signal detection units 7 (7-1-7-3). The individual signal detection units 7 are each equipped with a frequency filter to pass a signal with the central frequency thereof of the same as that in the intensity modulation of light and the signal passed is amplified to perform a phase detection. Thereafter, the density of hemoglobin

or the like is determined using a detecting quantity of light with three wavelengths.

COPYRIGHT: (C)1999,JPO



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-169361

(43) 公開日 平成11年(1999) 6月29日

(51) Int.Cl.⁹

A 6 1 B 5/14
5/00

識別記号

3 1 0
1 0 1

F I

A 6 1 B 5/14
5/00

3 1 0
1 0 1 A

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号

特願平9-338452

(22) 出願日

平成9年(1997)12月9日

(71) 出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72) 発明者 山下 優一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 牧 敦

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(74) 代理人 弁理士 小川 勝男

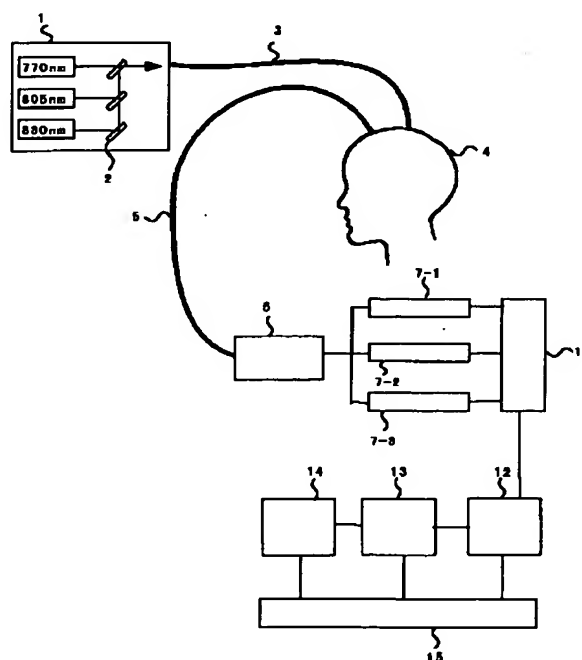
(54) 【発明の名称】 生体光計測装置

(57) 【要約】

【課題】 複数波長計測、複数位置計測を目的とした多チャンネル計測による生体光計測において、生体情報を精度よく計測する。

【解決手段】 被検体に照射する光強度に任意の周波数で変調を印加し、被検体内部を通過して検出された光をフォトダイオードなどの光検出器で電気信号に変換する。その後、光の強度変調と同一の中心周波数を持つ周波数フィルターを通過させ、信号強度を増幅し、前記強度変調周波数と位相同期した位相検波器に導入する。

図 1



【特許請求の範囲】

【請求項1】光を被検体に照射し、その検出光から被検体内部の情報を計測する装置において、光源部から放射される光の強度に任意の周波数で変調を印加して被検体に照射し、被検体内部を通過して検出された光を電気信号に変換し、周波数フィルターを通過した後増幅し、位相検波を行うことを特徴とする生体光計測装置。

【請求項2】請求項1において、光源部から複数の波長の光を放射し、各波長の光強度にそれぞれ異なる周波数で変調を印加し、被検体内部を通過して検出された光を電気信号に変換した後、周波数フィルター、増幅器及び位相検波器から構成される複数の信号検出ユニットに分配して入力することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項3】請求項2において、各信号検出ユニットの周波数フィルター及び位相検波器は、各波長毎に印加した変調周波数と同一及び位相同期していることを特徴とする生体光計測装置。

【請求項4】請求項1から3のいずれか記載の装置において、光源部から放射される光強度に被検体に照射する複数部位ごとにそれぞれ異なる周波数で変調を印加し、被検体の内部を通過して検出された光を電気信号に変換した後、複数の信号検出ユニットに入力することを特徴とする生体光計測装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は生体内部の情報を光を用いて計測する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】生体内部を簡便にかつ生体に害を与えずに計測する装置が臨床医学及び脳科学などの分野で望まれている。例えば頭部を計測対象と考えると、脳梗塞・脳内出血などの脳疾患及び、思考・言語・運動などの高次脳機能の計測などが挙げられる。また、このような計測対象は頭部に限らず、胸部では心筋梗塞などの心臓疾患、腹部では腎臓・肝臓などの内臓疾患に対する予防診断等も挙げられる。

【0003】これらの要望に対して、光計測は非常に有効である。その第1の理由は、生体内器官の正常及び異常、さらには高次脳機能に関する脳の活性化は、生体内部の酸素代謝及び血液循環と密接に関係している。この酸素代謝と血液循環は、生体中の特定色素（ヘモグロビン、チトクローム、ミオグロビン等）の濃度に対応し、この色素濃度は可視から赤外領域の波長の光吸収量から求められるからである。また、光計測が有効である第2、第3の理由としては、光は光ファイバによって扱いが簡便であり、さらに安全基準の範囲内での使用により生体に害を与えないことが挙げられる。

【0004】このような光計測の利点を利用して、可視から赤外の波長の光を生体に照射し、生体から反射された光を検出することで生体内部を計測する装置が、例え

ば特開昭57-115232号あるいは特開昭63-275323号や、脳疾患診断及び脳機能計測に用いる光トポグラフィ（特願平7-25976号）等に記載されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】生体光計測において、生体情報を高精度で計測するためには、計測装置として広いダイナミックレンジの確保が不可欠である。特に、複数波長計測、複数位置計測等による多チャンネル計測では、複数の情報（波長情報、位置情報等）を含んだ計測信号から、特定の波長及び位置情報を有する個々の目的信号を分離する必要がある、これら個々の信号に対して広いダイナミックレンジが求められる。このことは、単に光検出デバイス単体のダイナミックレンジの拡大では対応が困難であり、多チャンネル計測装置全体をシステムと考えて、このシステムでダイナミックレンジの広域化を図る必要がある。

【0006】そこで、本発明が解決しようとする課題は、上記のような個々の目的信号に対して選択的に広いダイナミックレンジを有する装置を提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、本発明ではまず、被検体に照射する光強度に任意の周波数で変調を印加する。被検体内部を通過して検出された光をフォトダイオードなどの光検出器で電気信号に変換した後、光の強度変調と同一の中心周波数を持つ周波数フィルターを通過させ、その後増幅し、前記強度変調周波数と位相同期した位相検波器に導入する。

【0008】

【発明の実施の形態】（実施例1）本発明に基づく第1の実施例を図1に示す。光源部1は、例えば波長770、805、830nmの3波長を放射する3個の半導体レーザから構成されている。これらの半導体レーザは、それぞれ異なった周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 で強度変調されている。これらの光はハーフミラー2により同一光路上に重ね合わせた後、照射用光ファイバ3に導入し、被検体4に光を照射する。被検体4内部を通過した光は検出用光ファイバ5を介して高感度の光検出器、例えばアバランシェフォトダイオード6で検出する。このアバランシェフォトダイオード6で光信号を電気信号に変換した後、3個の信号検出ユニット7-1から7-3に分配する。

【0009】この信号検出ユニットの構造を、信号検出ユニット7-1を例に取り、図2で説明する。アバランシェフォトダイオード6からの出力信号、すなわち信号検出ユニット7-1への入力信号には、被検体4に照射した3波長に相当する3周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 からなる変調信号が重ね合わされて含まれている。この信号検出ユニット7-1内の周波数フィルター8-1の中心周波数は f_1 であり、この周波数フィルターをまず最初に

信号が通過することで、周波数 f_2 、 f_3 の変調信号が除去されて周波数 f_1 のみの変調信号が抽出される。この周波数フィルター 8-1 を信号が通過した後に、増幅器 9-1 により信号が増幅される。周波数フィルター 8-1 を通過した周波数 f_1 の信号であっても、雑音成分で偶然周波数 f_1 を有するものは除去されず残っている。

【0010】そこで、増幅器 9-1 の出力信号を、照射光の変調周波数 f_1 を参照信号として位相同期した位相検波器 10-1 に入力する。周波数 f_1 の雑音成分の位相は、照射光の変調位相に対してランダムに変動している。そこで、位相検波器 10-1 において、位相が照射光と相関のない雑音成分を除去し、照射光に対応した信号成分のみを抽出する。位相検波器 10-1 からの出力は、被検体 4 への波長 770 nm の照射光に対する検出光量を正確に反映する直流信号である。

【0011】以上、この信号検出ユニット 7-1 内の信号処理過程は、まず、周波数フィルター 8-1 で周波数 f_2 、 f_3 の信号を除去することにより、増幅器 9-1 による周波数 f_1 成分の信号の増幅率を、位相検波器 10-1 の最大入力信号強度レベル近くまで大きく設定することが可能となる。このことにより、目的信号（信号検出ユニット 7-1 の場合、770 nm の波長情報を有する周波数 f_1 信号）に対して選択的にダイナミックレンジを最大限広く設定することができる。

【0012】この本発明の効果を顕著に示す例を、以下に述べる。信号検出ユニット 7-1 に入力する周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 の信号強度に大きな差がある場合、例えば周波数 f_1 の強度に比べて周波数 f_2 、 f_3 の強度が 5 倍程大きい場合を考える。この強度の差は、前述の生体中の色素濃度の変化に伴う生体光反射スペクトル特性の変化によって生じるものである。さらにここで、信号検出ユニット 7-1 に入力する周波数 f_1 の信号成分及び f_2 、 f_3 の信号成分の強度が、位相検波器 10-1 の最大入力信号強度レベルの 1% 及び 5% とした場合、もし、周波数フィルター 8-1 を通過しなければ、位相検波器 10-1 には周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 成分の和（位相検波器 10-1 の最大入力信号強度レベルの 10% 程度の強度）が入力する。そのため、増幅器 9-1 による増幅率は 10 倍程度が上限となる。

【0013】一方、本発明に記されているように、周波数フィルター 8-1 を通過することによって、位相検波器 10-1 には周波数 f_1 成分のみ（位相検波器 10-1 の最大入力信号強度レベルの 1% 程度の強度）が入力するために、増幅器 9-1 による増幅率は 100 倍程度まで大きくすることができる。すなわち、この例では増幅器 9-1 による増幅率が 10 倍から 100 倍へと増加、すなわちダイナミックレンジが 10 倍大きくになっていることを示している。

【0014】このように、複数の波長情報を含んだ信号

から、特定の波長に対する目的信号のみを選択的に広いダイナミックレンジで計測することが可能になる。この効果は、光検出デバイスや位相検波器単体のダイナミックレンジの拡大では本質的に得ることはできず、本発明に示されるように、計測装置全体をシステムと考え、そのシステムを効率化することで初めて可能になる。

【0015】同様に、検出信号ユニット 7-2、7-3 では、それぞれ周波数 f_2 成分及び周波数 f_3 成分の信号を選択的に広いダイナミックレンジで精度良く計測する。

【0016】信号検出ユニット 7-1、7-2、7-3 の出力信号は、A/D 変換器 11 によりそれぞれデジタル信号に変換されてデータ記憶部 12 で記録される。また、これら記録された信号はデータ処理部 13 において、3 波長の検出光量を用いて、酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、及びこれらヘモグロビン濃度総量としての全ヘモグロビン濃度を、例えば、講談社、1979 年発行の柴田正三等編集による著書「二波長分光光度法とその応用」記載の方法で求める。求められた酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、及び全ヘモグロビン濃度を表示部 14 において表示する。以上の計測は、制御部 15 により制御されている。

【0017】この実施例 1 では計測波長数として 3 波長の場合を示しているが、もちろん必要に応じて波長数をさらに増加させることも可能である。

【0018】（実施例 2）本発明に基づく第 2 の実施例を図 3 に示す。光源部 1 は、例えば波長 770、805、830 nm の 3 波長を放射する 3 個の半導体レーザ二組から構成されている。これら合計 6 個の半導体レーザはそれぞれ異なった周波数で強度変調されている。この変調周波数として、第 1 組の波長 770、805、830 nm の半導体レーザに対しては周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 とし、第 2 組の波長 770、805、830 nm の半導体レーザに対しては周波数 f_4 、 f_5 、 f_6 とする。これらの光は、第 1 組、第 2 組ごとにハーフミラー 2 により同一光路上に重ね合わされた後、照射用光ファイバ 21-1 及び 21-2 に導入し、被検体 4 において異なる位置から光を照射する。

【0019】被検体 4 内部を通過した光は検出用光ファイバ 5 を介して高感度の光検出器、例えばアバランシェフォトダイオード 6 で検出する。このアバランシェフォトダイオード 6 で光信号を電気信号に変換した後、6 個の信号検出ユニット 7-1 から 7-6 に分配する。この信号検出ユニットの構造は実施例 1 と同様である。例えば信号検出ユニット 7-1 を例にとると、信号検出ユニット 7-1 に入力する周波数 f_1 から f_6 の信号成分に対して、周波数 f_1 の信号成分、すなわち、照射用光ファイバ 21-1 が被検体 4 に装着されている位置の情報と 770 nm の波長の情報を有する目的信号のみを選択

的に広いダイナミックレンジにより高精度で計測することができる。

【0020】同様に、信号検出ユニット7-2から7-6ではそれぞれ周波数 f 2から f 6成分の信号を選択的に広いダイナミックレンジで精度良く計測する。

【0021】信号検出ユニット7-1から7-6の出力信号は、A/D変換器11によりそれぞれデジタル信号に変換されてデータ記憶部12で記録される。また、これら記録された信号はデータ処理部13において、被検体への光照射位置にそれぞれ対応する第1組の三波長及び第2組の三波長の検出光量を用いて、酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、及びこれらヘモグロビン濃度総量としての全ヘモグロビン濃度を、実施例1と同様な方法で求める。求められた酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、及び全ヘモグロビン濃度を表示部14においてそれぞれ第1組及び第2組ごとに表示する。以上の計測は、制御部15により制御されている。

【0022】この実施例2では3波長を被検体の2箇所
の位置から照射し、被検体の1箇所から検出する
場合を示しているが、もちろん必要に応じて波長数及び*

*被検体への光照射位置数及び検出位置数をさらに増加させることも可能である。

【0023】

【発明の効果】本発明により、生体情報を光を用いて高精度で計測するための、目的信号に対して選択的にダイナミックレンジの広い計測装置が実現する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例の構成を示すブロック図。

10 【図2】本発明における信号検出ユニットの構成例を示すブロック図。

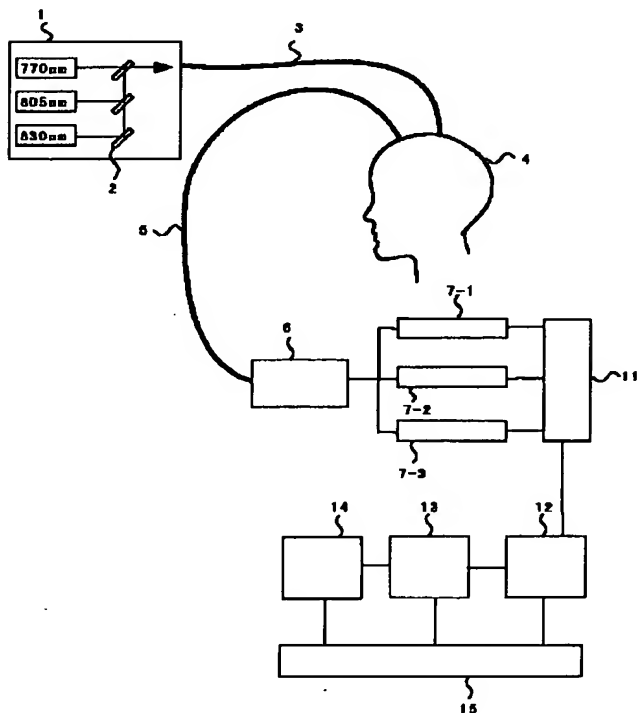
【図3】本発明の第2の実施例の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

1…光源部、2…ハーフミラー、3…照射用光ファイバ、4…被検体、5…検出用光ファイバ、6…アバランシェフォトダイオード、7-1～7-6…信号検出ユニット、8-1…周波数フィルター、9-1…増幅器、10-1…位相検波器、11…A/D変換器、12…データ記憶部、13…データ処理部、14…表示部、15…制御部、21-1、21-2…照射用光ファイバ。

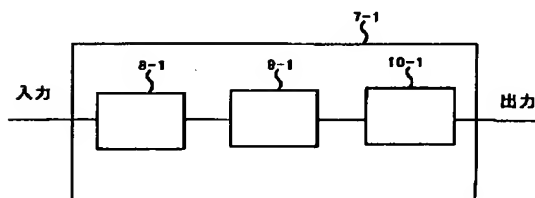
【図1】

図1



【図2】

図2



【図3】

図3

